

第1部門第2区分

(43)公表日 平成7年(1995)4月20日

(51) Int.Cl.
A 61 B 5/022

識別記号

府内整理番号

F I

7638-4C
7638-4C

A 61 B 5/02

332 B
337 E

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求(全 7 頁)

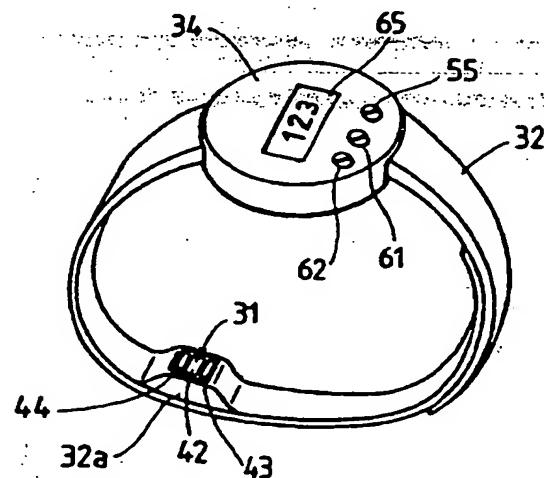
(21)出願番号 特願平6-513622
 (86) (22)出願日 平成5年(1993)12月6日
 (85)翻訳文提出日 平成6年(1994)7月28日
 (86)国際出願番号 PCT/CH93/00273
 (87)国際公開番号 WO94/13207
 (87)国際公開日 平成6年(1994)6月23日
 (31)優先権主張番号 3721/92-6
 (32)優先日 1992年12月5日
 (33)優先権主張国 スイス(CH)
 (81)指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), JP, US

(71)出願人 アーファウエル・メディカル・インストルメンツ・アクチングゼルシャフト
 スイス国、ツェーハー-8207 シャフハウゼン、シュテッテメルストラーゼ、28
 (72)発明者 レッチャー・ベルンハルト
 スイス国、ツェーハー-8450 アンデルフインゲン、ミューレベルクストラーゼ、9
 (74)代理人 弁理士 江崎 光好 (外3名)

(54)【発明の名称】 血圧を測定するためのセンサ、装置および方法

(57)【要約】

センサ(1)と圧電材料のフォイル(5)を有する第一、第二および第三応力変換器(12, 13, 14)を有し、圧電材料は全ての3つの変換器(12, 13, 14)とその上に装着された電極(6, 7, 8, 9, 10, 11)に配分されている。第二および第三変換器(13, 14)は第一変換器(12)の反対側にあり、第一の変換器よりも狭い変換面を有する。血圧を測定するため、中央の第一変換器(12)が主動脈(3)からできる限り短い距離にあるように、センサ(1)を患者の体の一部に押し付ける。測定の間には、血液の脈動状の流れによって生じ、3つの変換器(12, 13, 14)から発生する測定値の変化の絶対値は互いに換算される。こうして、寄生的な力による測定量の変化は相殺される。



特表平7-503648 (2)

請求の範囲

1. 力変換器(1, 2, 4, 2)を生体の動脈を有する領域に押付ける保持手段を用いて血圧を測定するセンサにおいて、前記第一力変換器(1, 2, 4, 2)に加えて、第二および第三力変換器(1, 3, 1, 4, 4, 3, 4, 4)があり、第一力変換器(1, 2, 4, 2)の反対側に配設されていることを特徴とするセンサ。
2. 第一力変換器(1, 2, 4, 2)が他の二つの力変換器(1, 3, 1, 4, 4, 3, 4, 4)より動脈(3, 3, 3)の近くにあるように、3つの力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)を体に押付けるため、保持手段が構成されていることを特徴とする請求の範囲第1項のセンサ。
3. 3つの力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)は圧電測定変換器として構成されていることを特徴とする請求の範囲第1項のセンサ。
4. 3つの力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)は、圧電材料から成る共通の可撓性フォイル(5, 2, 5)と、このフォイルの上に配設されている電極(6, 7, 8, 9, 10, 11, 3, 6, 3, 7, 3, 8, 3, 9, 4, 0, 4, 1)とを有することを特徴とする請求の範囲第1～3項の何れか1項のセンサ。
5. 3つの力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)は体に接するためにあるそれぞれ一つの力変換面を有し、第二および第三力変換器(1, 3, 1, 4, 4, 3, 4, 4)の力変換面は第一力変換器(1, 2, 4, 2)の力変換面より狭いことを特徴とする請求の範囲第1～4項の何れか1項のセンサ。
6. 保持手段は少なくとも一つのバネ性部品、例えばバネの留め金(2)および/または例えは発泡材部品を有し、3つの力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)は生体にバネ付勢して押付けていていることを特徴とする請求の範囲第1～5項の何れか1項のセンサ。
7. 請求の範囲第1～6項の何れか1項のセンサ(1, 3, 1)と、電子回路手段(2, 1, 5, 1)を用いて、血圧を測定する装置において、センサ(1, 3, 1)を構成していることを特徴とする方法。
13. 電子回路手段(5, 1)は、第一、第二および第三測定量の調節可能な少なくとも一つの測定量を、付属する力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)で発生した電気信号と結び付けるため、少なくとも一つの手動可変調節部材(5, 5, 5, 6, 5, 7)を有することを特徴とする請求の範囲第7～11項の何れか1項の装置。
14. 請求の範囲第1～6項の何れか1項のセンサ(1, 3, 1)および/または請求の範囲第7～13項の何れか1項の装置を使用して、血圧を測定する方法において、第一力変換器(1, 2, 4, 2)が他の二つの力変換器(1, 3, 1, 4, 4, 3, 4, 4)より動脈(3)に近いように、センサ(1, 3, 1)を配設していることを特徴とする方法。

- 3) および/または電子回路手段(2, 1, 5, 1)は、第一あるいは第二あるいは第三力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)で測定された応力および/または応力の変化の自変を形成する第一測定量、第二測定量および第三測定量を形成し、3つの測定量を互いに組み合わせるように構成されている装置。
8. 力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)と回路手段(2, 1, 5, 1)は、測定量の変化が3つの力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)に掛かる圧力の増大によって生じる場合、第二および第三測定量の変化の絶対値を第一測定量の変化の絶対値から引き算するように、3つの測定量を組み合わせるように構成されていることを特徴とする請求の範囲第7項の装置。
9. 力変換器(1, 2, 1, 3, 1, 4, 4, 2, 4, 3, 4, 4)と回路手段(2, 1, 5, 1)は、第二測定量と第三測定量を第一測定量から引き算し、これにより血圧の目安を与える第四測定量を形成するように構成されていることを特徴とする請求の範囲第7項または第8項の装置。
10. 電子回路手段(5, 1)の少なくとも一部は保持手段で保持されるケース(3, 4)に嵌着されていることを特徴とする請求の範囲第7～8項の何れか1項の装置。
11. 電子回路手段(2, 1, 5, 1)は少なくとも一つの校正値を調節および/または入力する校正手段(2, 5, 5, 9)を有する、および/または、そのような校正手段と接続可能であり、しかも、校正測定装置を用いて体に関する測定で求めた少なくとも一つの校正値を調節および/または入力した後、収縮時の血圧および/または弛緩時の血圧を少なくとも半連続的に求めるように校正されていることを特徴とする請求の範囲第7～10項の何れか1項の装置。
12. 第二および第三力変換器(1, 3, 1, 4, 4, 3, 4, 4)は電気的に並列接続され、第一力変換器(1, 2, 4, 2)と逆並列に接続されていることを特徴とする請求の範囲第7～11項の何れか1項の装置。

明細書

血圧を測定するためのセンサ、装置および方法

発明の技術分野

この発明は、血圧を測定するためのセンサ、装置および方法に関する。生物の体、人体、あるいは、場合によっては、動物の体の動脈を有する部分に密着させるため設計された前記センサ、前記装置および前記方法は、非侵襲性で、例えは連続的、あるいは、少なくとも半連続的に、例えは数時間ないしあ数日にわたって続く血圧測定を可能にする。

血圧はしばしばリバ・ロッチ(Riva-Rocci)の方法に基づき、中空で変形可能な圧迫帯を有する装置で測定される。この圧迫帯は、検査ねき人物の腕あるいは他の体の部分で測定するために取り付けされ、この圧迫帯に空気を入れて、再び空気を排出する。排気時に、動脈を流れる時に血栓から生じるコロトコフ(Korotkoff)音により、あるいはオシロ計測による測定法により収縮期と弛緩期の血圧が検出される。リバ・ロッチの方法は、長期間で、半連続的な血圧測定に向いていない。何故なら、患者の圧迫帯に空気を入れたり出したりすることは快適でなく、多分健康に有害であるように思えるからである。

光あるいは超音波を用いて血液の流れ速度あるいは動脈の壁の変形を測定するため、センサを備えた血圧測定装置も知られている。これには、例えは欧州特許第A-0 467 853号明細書を参照されたい。しかし、この種のセンサは比較的高価で非常に正確な位置決めを必要とする。

更に、米国特許第5 111 826号明細書により、圧電力変換器を有するセンサを備えた血圧装置が知られている。保持手段、つまり中空圧迫帯を用いる測定のために、この検出器を人の指に固定し、この指に押付ける。しかし、そのようなセンサには、外部の力から、あるいは患者の運動のために力変換器に作用する力によって測定誤差を生じると言う欠点がある。加えて、圧電測定変換器は通常圧電的であるので、センサは温度変化に敏感である。更に、

液体を含み、指の全周に圧力を加える圧迫帯は長期間の測定で血行を乱し、手の使い勝手も非常に強く悪くなる。その外、指には大きな動脈がなく、測定精度にも影響を与える。

発明の詳細な説明

この発明の課題は、周知のセンサ、装置および方法の難点を排除する血圧測定のためのセンサ、装置および方法を提供することにある。その場合、特に米国特許第A 5 111 826号明細書により周知の従来技術を前提として、測定結果が外力や、患者の動きにより生じる力、および温度変化にできる限り依存しないようにすることにある。

上記の課題は、この発明により、請求の範囲第1項のセンサ、請求の範囲第7項の装置、および請求の範囲第14項の方法によって解決されている。

図面の簡単な説明

以下、図面に示す実施例に基づきこの発明の内容を説明する。図面には、第1図は、血圧測定装置の保持手段と、この保持手段で保持されるセンサの斜視図を示す。

第2図は、センサの3つの圧電力変換器の模式斜視図と装置に付属する電子回路手段のブロック回路図である。

第3図は、測定信号と血圧の時間経過を示すグラフである。

第4図は、センサと電子回路手段を備えたケースを保持する腕に固定できる帶を用いて血圧を測定するための他の装置の斜視図である。

第5図は、図4に示す装置の力変換器と電子回路手段のブロック回路図である。

発明の好適実施例

第1図には、検査すべき人の身体の一部4、つまり前腕と手の関節の大動脈を含む領域が示してある。血圧を非侵入式に測定するために使用される装置

には、センサ1を有するセンサ手段と、センサ1を身体の一部4に保持して押し付けるために使用される保持手段がある。この保持手段は、主要構成部品として、留め金2があり、一方の端から除去でき前腕に止め、前腕の周囲の大部分を取り囲む、多少U字状の留め金2を有する。この留め金2は人体の部分4の表面あるいは皮膚の動脈3にある断面で腕の領域に多少直線性ないしは僅かに曲がって接着する留め金部分から離れる、つまり人体の一部4に対して突き出た突起あるいは隆起2aを有する。センサ1は人体の一部4に対向する隆起の少なくともほぼ平坦な面に固定され、例えば両面接着テープの一片を用いて脱着可能に貼り付けられる。この接着テープは柔軟で、収縮性があり、センサ1の形態や動きを無くする。場合によっては、留め金2の突起あるいは隆起2aとセンサ1の間に、圧縮パネ作用を与える。例えば発泡ゴムから成る弾力的で収縮性の部分がある。その結果、センサは皮膚に良好に密着し、良好に曲がり、しかも伸びる。

第2図に別にして示すセンサ1は、圧電材料から成る素子、つまり一体の圧電フィル5を有する。この素子は変形可能である、特に曲がりやすく、延びやすく、しかも収縮性を有し、合成樹脂、つまりポリビニリデン・クロライド(PVDF)で構成されている。例えば四角形、つまり長方形のフィル5は第1図と第2図で上にある面に中央の第一測定電極6と、この電極と対反側に第二および第三の側部測定電極7と8がある。第1図と第2図で下にあるフィル5の面には、3つの対向電極、つまり中央の第一対向電極9、第二および第三の側部対向電極10と11がある。6つの測定電極および対向電極6、7、8、9、10、11はほぼ正方形ないしは長方形で、対にして対向している。

中央の第一電極6、9の二つは両者の間にあるフィル5の領域と共に、圧電測定変換器を形成する。この変換器は中央の第一力変換器12として使用される。互いに対になって対向する第二および第三電極7、10と8、11は、両者の間にあるフィル5の領域と共に、圧電測定変換器を形成する。この変換器は第二および第三側部力変換器13と14として使用される。

第二および第三力変換器13と14は、それに付属する電極の配置に応じて、中央の第一力変換器12の反対側の面にある。これ等の異なって電極は薄い金属層で、最初完全に被覆されていた金属層のフィルの両面をエッチングして形成される。第二および第三の電極7、8および9、11の各々の表面は第一電極6、9の各々の表面より小さいと有利である。そして、例えば第一電極6、9の各々の表面のほぼ、あるいは正確に半分の大きさである。これに応じて、血圧測定時に、身体の一部4に対向する第二および第三力変換器13と14の力変換面は、第一力変換器12の力変換面より小さく、つまり、ほぼ半分あるいは正確に半分である。

第2図の上にある第一測定電極6は、第2図の下にある第二および第三対向電極10と11に導電接続している。第2図の下にある第一対向電極9は、第2図の上にある第二および第三測定電極7と8に導電接続している。これ等の接続に必要な電気導線は、例えば導線で構成されているが、一部図5の両方の対向面上にある導線パターンでも形成できる。両方の側部力変換器13、14は電気的に互いに平行で、中央の第一力変換器12に逆並列に接続されている。

圧電層5は、例えば、時間的に増加する力が測定電極6、7、8で負の電荷を、また対向電極9、10、11で正の電荷を発生するように、形成され蓄積されている。

第一、第二および第三力変換器から生じる電荷および/または電圧は、以下では、第一、第二および第三測定量と称する。これ等の時間的に変化する測定量の各々は、当該力変換器に作用し、時間的に変化する力の目安であり、つまりこの力に少なくとも近似的に比例する。測定電極の電荷あるいは電圧が測定電極に対向する対向電極に対して負であるなら、当該力変換器から発生する測定量には負の符号が対応する。第二および第三力変換器が並列に接続されているので、第二および第三測定量を代数的に加算できる。更に、その場合に生じる和を第一測定量で代数的に引き算される。

この装置にはまだ電子回路手段もある。この回路は、例えば電荷増幅器2

2を有し、この増幅器の反転入力端は電極6、10と11に接続している。電荷増幅器2の非反転入力端は電極7、8、9に接続している。電荷増幅器2の出力端は、感度調節用の調節部品2'3として使用される手動可変抵抗を介して評価装置24に接続している。調節部品2'3は、例えば手動可変式の少なくとも一つの他の抵抗と、例えば他の電子部品と共に、校正手段2'6を形成し、校正值および/または校正パラメータを設定し、および/または評価装置2'4に少なくとも一つの校正值および/または校正パラメータをアナログまたはデジタル電気信号にして入力するためである。評価装置2'4には、例えば電荷増幅器から供給される電圧をデジタル化するアナログ・デジタル変換器と、デジタル電圧をデジタル処理するプロセッサがある。評価装置2'4は、表示装置2'7に接続する出力端を有する。この装置2'7は、例えば選択的に収縮時あるいは弛緩時の血圧、ないしは血圧の変化に関連する相対値、または、求め校正した後、収縮時あるいは弛緩時の血圧の値を直接所定または選択可能な圧力単位で、例えばデジタル表示するため形成されている。

センサ1は留め金2を有する保持手段を用いて連続的あるいは準連続的な血圧測定を行うため、中央の第一力変換器12が身体の一部4の表面のできる限り動脈3の近くに来るよう身体の一部4に配置される。二つの側部力変換器13と14は動脈3の互いに反対側に少しずらしてあり、中央の第一力変換器12より動脈3と大きな間隔を保っている。

電子回路手段2'1は、例えばケースの中に配置されていて、このケースは何らかの保持手段を用いて調べる人の体に保持される。この人が、例えば病院のベッドに患者としているなら、回路手段2'1は例えば患者から一定の間隔にして配置され、切り離し可能なコネクター手段を介してセンサ1に接続できる。

測定時には、留め金2はセンサ1を所定の圧迫力で人体の一部4の表面に押圧する。圧迫力をなくし、動脈3と人体の一部4から外向きに離れる方向に向く力を力変換器12、13、14に与える。静止状態では、即ち血液が

特表平7-503648 (4)

動脈を流れない場合、外向きの力は人体の一部4に接するセンサ1の全面に少なくともほぼ一様に分布する。人体の一部4によってこの人体の一部に接する力変換器1, 2, 1, 3, 1, 4の力変換面に及ぼす静的な力は、3つの力変換器の全てで少なくともほぼ等しい大きさである。

心臓が動脈3を経由して脈動する血液を循環させ、血圧がセンサ1にある動脈部分で一定の時間隔の間に弛緩時の血圧から収縮時の血圧に上昇する場合、この圧力上昇は圧力脈動として身体の一部4の表面に伝播する。中央の第一力変換器1, 2は二つの側部力変換器1, 3, 1, 4より動脈に近いので、第一力変換器1, 2の圧力上昇は第二および第三力変換器1, 3と1, 4より大きい。つまり、血圧上昇は保持手段によってセンサに加わる圧迫力と協働して、第一力変換器1, 2に静的な力に加えて脈拍による外向きの圧力の力バルスが加わることになる。中央の第一力変換器1, 2に加わるこの力の脈動はセンサ1全体を外向きに押す傾向を有するので、二つの第二および第三力変換器1, 3, 1, 4には負荷が加わらなくなる。血圧の上昇は、中央の第一力変換器1, 2で圧力上昇、即ち力の変化を発生し、二つの側部力変換器1, 3, 1, 4で圧力の力を低減することになる。従って、圧力の脈動は第一力変換器1, 2による電気信号で表せる第一測定量の変換を発生し、この変化とは反対の第二および第三力変換器1, 3, 1, 4の変化は電気信号で表せる第二および第三測定量を発生する。これ等の力変換器によって出力される全電荷およびまたは電圧の変化は、3つの力変換器で測定された力の変化の絶対値の和に比例する。同様なことは、収縮時の血圧値から弛緩時の血圧値への血圧低下によって生じる力の変化に当てはまる。

電荷増幅器2, 2はアナログ電気信号、つまり電圧を発生する。この信号は時間的に変わる第四の測定量である。この測定量は、符号を無視すると、第一、第二および第三の測定量を説明した組み合わせで、つまり第一の測定量を第二および第三の測定量で引き算して生じる値に比例する。第四の測定値を表すこの電気信号は血圧と同じように時間的に変化する。この時、評価装置2, 4は電圧の最大値と最小値を求め、これ等の値に収縮時と弛緩時の圧力

に関連する値を対応させる。表示装置は、この時、選択的に収縮時の血圧または弛緩時の血圧に関連する値と、または場合によって交互にないしは同時に両方の値を表示する。収縮時の血圧およびまたは弛緩時の血圧に関連する値は、その時、長時間にわたって連続的あるいは単連続的に検出されて表示される。

リバ・ロッヂの方法で動作する付加的な校正測定装置を用いても、時折検査する人物の校正測定を行うことができ、それには、一方の腕に一時的に校正測定装置に付箋し、影らせるこことできる圧迫帯を固定する。次いで、評価装置2, 4により校正手段2, 6を用いて少なくとも一つの校正値およびまたは校正バラメータを設定できる。およびまたは評価装置2, 4に入力することができる。これを第3図に基づき説明する。この図面は側部輪に時間を、また縦輪に第四の測定値に比例し、評価装置2, 4に導入される電圧Uおよび血圧pを記入したグラフを示す。更に、このグラフには電圧Uと血圧pの時間変化を表す曲線もある。電圧Uは最大値U_{max}と最小値U_{min}の間で変化する。電圧Uが先ず血圧に関連するが、表示装置2, 7は血圧値を直接表さない相対圧力値のみを示すとする。そうすると、校正測定装置を用いて収縮時の血圧p₁と弛緩時の血圧p₂を測定でき、ほぼ同時に評価装置2, 4に導入される電圧U₁は、表示装置2, 7が収縮時と弛緩時の圧力を所定の単位または選択可能な単位で表示するように、調節部材2, 3, 2, 5を用いて手動調節できる。

この装置を利用している間に、保持手段で発生する圧迫力と血圧によって生じる力に加えて、場合によって、何らかの原因により、外部からおよびまたは検査する人の動きにより生じる他の擾乱力が一時的にセンサに作用する。このような擾乱力は3つの力変換器1, 2, 1, 3, 1, 4の全ての力変換面で同じ方向を有し、フィルタ5の全面に一様に分布する場合、3つの力変換器の力変換面には、単位面積当たり同じ力、つまり圧力の場合、同じ圧力が加わる。3つの力変換器で発生する測定値の擾乱力による変化は、少なくとも一部および好ましくは全部互いに相殺される。それ故、擾乱力は相互に接続される。

更に、第5図には電子回路手段5, 1が示してある。この回路手段はケース3, 4内に接着されていて、3つの増幅器を有する。これ等の増幅器は第一ポルテージフォロワー5, 2、第二ポルテージフォロワー5, 3および第三ポルテージフォロワー5, 4を形成している。第一ポルテージフォロワー5, 2の非反転入力端には第一力変換器4, 2の測定電圧3, 6が接続している。第二ポルテージフォロワー5, 3および第三ポルテージフォロワー5, 4の非反転入力端には、それぞれ第二および第三力変換器4, 3と4, 4の対向電極4, 0と4, 1が接続している。他の電極3, 7, 3, 8, 3, 9は回路手段の接続端子に接続している。第一ポルテージフォロワー5, 2の出力端は、調節部材5, 5として使用される手動可変抵抗を介して差動増幅器5, 8の反転入力端に接続している。二つの他のポルテージフォロワー5, 3, 5, 4の出力端は、それぞれ手動可変抵抗5, 6と5, 7として使用される手動可変抵抗を介して差動増幅器5, 8の非反転入力端に接続している。この差動増幅器の出力端は、増幅器6, 0と二つの手動可変調節部材6, 1と6, 2を有する校正手段5, 0の入力端に接続している。一方の調節部材は負荷遮断抵抗として、また他方の調節部材は分圧抵抗として使用されている。増幅器6, 0の出力端6, 3は、例えばアナログ・デジタル変換器と、場合によって、プロセッサを有する評価装置6, 4を介して、例えばデジタル表示するためにある表示装置6, 5に接続している。

第4図と第5図に示す装置を使用する場合、3つの力変換器4, 2, 4, 3, 4, 4はこれ等の検出器で検出した応力を電気測定信号、即ち電荷およびまたは電圧に変換する。次いで、第一、第二および第三力変換器で発生した電気測定信号は3つのポルテージフォロワー5, 2, 5, 3, 5, 4によって別々に演算処理される。差動増幅器5, 8に3つの調節部材5, 5, 5, 6, 5, 7から導入される電圧は、第一、第二および第三の可変測定値を表す。これ等の3つの測定量の時間変化は、付属する力変換器で生じる信号の時間変化に比例する。その場合、比例係数は調節部材5, 5, 5, 6, 5, 7で別々に調節できる。

差動増幅器 5 8 は第二および第三測定量を第一測定量から引き算する。調節部材 5 5, 5 6, 5 7 によって、力変換器で擾乱力により生じる測定信号の変化を最適に、しかもできる限り完全に補償するように、比例係数を俠する人の腕の個々の特性、例えば動脈 3 3 の位置や形状および動脈を取り囲む組織に合わせることができる。

第 4 図と第 5 図に示す装置は、連続血圧測定の初めに校正するとよい。測定が長時間である場合、必要であれば、時折新たな校正を行ってもよい。一回の校正では、第 1 図と第 2 図に示した装置に対して説明したように、付加的な校正測定装置を用いて、収縮時と弛緩時の血圧を測定し、次いで評価装置 6 4 に導入する電圧 U を校正測定装置で測定した血圧値に基づき、表示装置 6 5 が前記収縮時および/または弛緩時の血圧を表示するように調節することができる。その場合、電圧 U_{m} と U_{c} での表示圧力値の差が校正測定装置を用いて求めた収縮時の血圧 p_{m} と弛緩時の血圧 p_{c} の値の差に等しいように、負荷抵抗を形成する調節部材 6 1 を用いて、評価装置 6 4 に導入する電圧の最大値 U_{m} と最小値 U_{c} の差を調節する。次いで、表示装置 6 5 で表示される圧力値がそれぞれ収縮時と弛緩時の血圧に一致するように、調節部材 6 2 を用いてゼロ点を調節する。

第 5 図には、矢印で動脈の血圧の上昇時に中央の第一力変換器 4 2 に作用する脈動による応力変化 7 2 を示す。更に、複数の矢印でその時に側部の力変換器 4 3, 4 4 に作用する弛緩応力変化 7 3, 7 4 が示してある。測定時には、脈動的な血液の流れに起因する応力の変化の絶対値が、調節部材 5 5, 5 6, 5 7 の設定に応じて互いに組合わさり、つまり重みを付けた加算され

る。

更に、第 5 図には、3 つの力変換器に外部から作用する擾乱力 7 5, 7 6, 7 7 も示してある。これ等の擾乱力が全ての力変換器で同じ大きさの圧力によって生じているのであれば、中央の力変換器 4 2 に作用する擾乱力 7 5 は、検出器の力変換面が広いため、二つの側部の力変換器に作用する擾乱力 7 6, 7 7 より大きい。これ等の擾乱力は差動増幅器 5 8 で行われる第一、第二お

よび第三測定位の組み合わせ時に補償される。

これ等の装置は、種々の観点で未だ実現できる。センサ 1 と 3 1 の 3 つの対向電極は、例えばセンサの 3 つの力変換器の全てに共通な関連する対向電極に置き換えることができる。更に、センサ 1 と 3 1 に例えば電極を取り囲む金属層のシールドを設けてもよい。更に、電極を設けたセンサの表面にそれぞれ二つの電気絶縁層を被覆し、両方の層の間に導電性の被覆層を配置してもよい。

更に、校正手段 2 6, 5 9 は、校正測定装置に導電接続できるように校正することもできる。この校正測定装置には、校正手段 2 6, 5 9 に校正値を入力し、電子回路手段 2 1, 5 1 を自動的に校正するため、例えばプロセッサがあつてもよい。

その外、図面に示すように説明した二つの装置の構成を相互に組み合わせることもできる。

更に、二つの側部力変換器に属する圧電フォイルの部分は、場合によって、中央の第一力変換器に属するフォイル部分とは逆極性にされていてもよい。その代わり、3 つの力変換器に合成樹脂のフォイル、あるいは場合によってはセラミックスないしは結晶性材料から成る各一つの前々の圧電素子があつてもよい。その場合、二つの側部力変換器の素子は中央の力変換器の素子に対して逆であつてもよい。更に、別々の 3 つの力変換器は機械的に相互に接続する連続部材に固定されてもよい。これ等の二つの変形種では、フォイルあるいは通常圧電素子は、同じ側あるいは面の上にある電極で同じ向きの応力の変化が電荷と電圧を発生し、中央の第一力変換器の電荷と電圧が二つの側部力変換器とは異なる符号を有するように構成されている。

更に、説明した血圧測定装置の各々に、説明したセンサと同じ構成の第二センサを装備することもできる。その時、両方のセンサを動脈 3 または 3 3 に沿ってずらして検査すべき人物の腕に配設できる。二つのセンサで測定された時間的に変化する測定値の間の時間的なずれから、脈拍波形速度を求める、この速度も血圧測定に使用するように、電子回路手段を構成することも

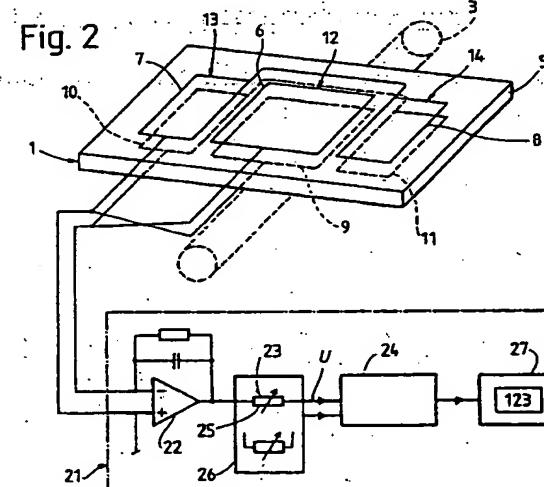
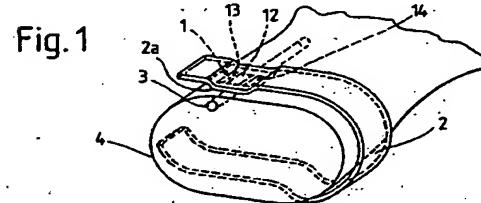


Fig. 3

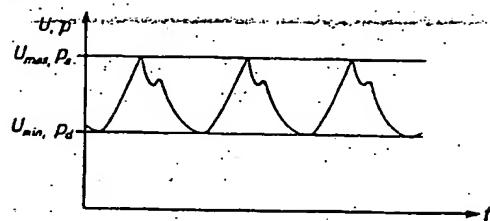


Fig. 4

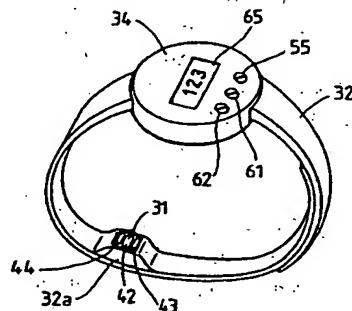
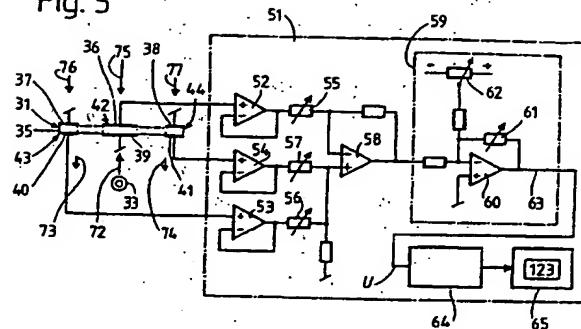


Fig. 5



国 保 調 査 報 告			
Priority date and/or filing date		Priority date and/or filing date	
US-A-4409883	18-10-83	None	
US-A-4443730	17-04-84	None	
FR-A-2643811	07-09-90	None	

国际调查报告

PET/CH 23/99277

中華書局影印

PCT/CH 93/00273

Im Kettenschlitten der ausgebildeten Personenliste		Frage nach Vor- und Nachnamen	Frage nach Vor- und Nachnamen	Frage nach Vor- und Nachnamen	Darung des Vor- und Nachnamens
US-A-4409883	18-10-83		KEINE		
US-A-4437330	17-04-84		KEINE		
FB-A-2643811	07-09-90		KEINE		

【公報種別】特許法第17条第1項及び特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成9年(1997)6月10日

【公表番号】特表平7-503648

【公表日】平成7年(1995)4月20日

【年通号数】

【出願番号】特願平6-513622

【国際特許分類第6版】

A61B 5/022

【F I】

A61B 5/02 332 B 0277-2J

337 E 0277-2J

予稿補正書

平成8年2月26日

発行官長官 荒井 光 職

1. 事件の表示

平成6年特許第513622号

2. 補正をする者

著者との関係 特許出願人

名称 アーファウエル・メディカル・インストルメンツ・アクチエンゲゼルシャフト

3. 代理人

住所 〒105 東京都港区虎ノ門二丁目8番1号

(虎の門電気ビル)

(電話 03(3502)1476)

氏名 鈴木仁(6955) 江崎光史(6955)

4. 請求の範囲

請求の範囲

5. 補正の内容

削紙の通り

請求の範囲

1. 第一力変換器(12, 42)に対して更に第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)があり、第一力変換器(12, 42)の反対側に配置されていて、矢印の助継(3, 33)に第一力変換器(12, 42)を押し付けそ保持手段を用いての圧を測定するセンサにおいて、上記三つの力変換器(12, 13, 14, 43, 44)はそれぞれ体に接触するためにある力変換面を有し、第二および第二力変換器(13, 14, 43, 44)の力変換面が第一力変換器(12, 42)の力変換面より狭く、第二および第二力変換器が第一力変換器に対して逆反対に接続されていることを特徴とするセンサ。
2. 前記三つの力変換器(12, 13, 14, 43, 44)は、主電動機変換器として形成されていることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のセンサ。
3. 前記三つの力変換器(12, 13, 14, 43, 44)は、圧電材料から成る可撓性の共振フィル(5, 25)と、このフィルの上に配置された電極(6, 7, 8, 9, 10, 11, 36, 37, 38, 39, 40, 41)とを有することを特徴とする請求の範囲第1項または第2項に記載のセンサ。
4. 前記保持手段は少なくとも一つのバネ部材、例えばバネの留め金(2)および/または、例えば彈性材料部品を有し、前記三つの力変換器(12, 13, 14, 43, 44)は4体にバネ付勢されて押しつけられることを特徴とする請求の範囲第1～3項の何れか1項に記載のセンサ。
5. 第一または第二または第三力変換器により測定された力および/または力の変化の目安を生成する第一測定器、第二測定器および第三測定器を形成するためにセンサが設計されている請求の範囲第1～4項の何れか1項のセンサを用いて直角を測定する装置において、第二および第三力変換器(13, 14, 43, 44)は互いに並列に電気接続され、第一力変換器(12, 42)に逆並列に電気接続されていることを特徴とする装置。
6. 第一または第二または第三力変換器により測定された力および/または力の変化の目安を生成する第一測定器、第二測定器および第三測定器を形成するために電子回路手段が接続されている請求の範囲第1～4項の何れか1項のセンサを用いての圧を測定する装置において、電子回路手段(51)が第一測定器、

(2)

4

3

第二測定量または第二測定量のうちの少なくとも一つを付属する力変換器 (1, 2, 13, 14, 42, 43, 44) により生じた電気信号に説明可能に結び付けるため少なくとも一つの手動可変調節釣糸 (55, 56, 57) を有することを特徴とする装置。

7. 力変換器 (1, 2, 13, 14, 42, 43, 44) と回路手段 (21, 51) は、第二および第三測定量の変化の絶対値を第一測定量の変化の絶対値で引き算するように二つの測定量を結び付けるために設計されていることを特徴とする請求の範囲第5項または第6項に記載の装置。

8. 力変換器 (1, 2, 13, 14, 42, 43, 44) と回路手段 (21, 51) は、第二測定量および第三測定量を第一測定量で引き算し、血圧に対する11安を与える第四測定値を形成するために設計されていることを特徴とする請求の範囲第5項または第6項に記載の装置。

9. 振子回路手段 (51) の少なくとも一項は保持手段で保持されているケース (34) の中に収着されていることを特徴とする請求の範囲第5～6項の何れか1項に記載の装置。

10. 振子回路手段 (21, 51) は少なくとも一つの校正値を測定および/または入力する校正手段 (25, 58) を行するおよび/またはそのような手段に接続でき、校正測定装置を用いて体に関する行われる測定により求まる少なくとも一つの校正値を測定および/または入力した後、取締時および/または発振時の血圧を少なくともほぼ直線的に求めるために設計されていることを特徴とする請求の範囲第5～9項の何れか1項に記載の装置。

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.